

Sektion Elektronik der Humboldt-Universität zu Berlin, 1136 Berlin, DDR und
Arbeitsgruppe Medizinische Technik und Elektronik der Medizinischen Akademie „Carl
Gustav Carus“ Dresden, 8019, DDR

Auswertung von Pulskurven mit der Walsh-Analyse

B. MEFFERT und D. SCHUBERT

(Eingegangen am 1. 11. 1976)

Zusammenfassung

Es wird eine Methode beschrieben, die für die Auswertung biomedizinischer Signale geeignet ist. Sie besteht darin, die Zeitfunktionen in den Sequenzbereich zu transformieren. Der zur Transformation verwendete Algorithmus nach Andrews-Kane-Pratt ist dem der Fourier-Transformation ähnlich, auf Grund der Eigenschaften der Walsh-Funktionen jedoch wesentlich schneller. Das angeführte Beispiel zeigt, daß die Auswertung der Signale im Spektralbereich bei alternativer Klassifizierung von Pulskurven einen Erfolg von 93% aufweist.

Einführung

In der gegenwärtigen klinischen Praxis erfolgt die Auswertung von Pulskurven weitestgehend mit der Hand, so daß sie zwangsläufig subjektiven Einflüssen und auch Fehlern unterliegt. Wie auch bei der Auswertung anderer biomedizinischer Zeitsignale ist es erstrebenswert, für die Pulskurve rationelle, objektive Auswertungsmethoden zu finden. Über derartige Verfahren berichten GROSSMANN et al. [1] und SCHUBERT [2]. Sie gewinnen aus der Zeitfunktion maschinell Zeit- und Amplitudenwerte. Außer dieser Auswertung im Zeitbereich ist es möglich, eine Transformation des Zeitsignals in einen Bildbereich vorzunehmen. Dazu ist bisher hauptsächlich der Einsatz der Fourier-Analyse untersucht worden. Bereits 1932 hat DIETSCH [3] die Fourierzerlegung des EEG durchgeführt. In größerem Umfang hat sich die Fourier-Transformation zur Auswertung biomedizinischer Signale nicht durchsetzen können. Eine Ursache ist darin zu sehen, daß die Ermittlung des Fourier-Spektrums mit dem Rechner einen erheblichen Aufwand bedeutet und auch die Anwendung von Spektralanalysatoren nicht unproblematisch ist [4]. Theoretisch ist nicht nur das System der harmonischen Funktionen, sondern jedes vollständige orthogonale Funktionssystem für eine Transformation geeignet.

Von den nichtsinusförmigen orthogonalen Funktionssystemen haben die Walsh-Funktionen in den letzten Jahren eine immer größere Bedeutung erlangt. Ähnlich wie es mit den Sinus-Kosinus-Funktionen möglich ist, für beliebige periodische Zeitfunktionen (absolut quadratisch integrierbar) die Fourier-Analyse durchzuführen, kann auch mit den Walsh-Funktionen eine spektrale Zerlegung berechnet werden; dieser Vorgang wird als „Walsh-Analyse“ bezeichnet. Die Realisierung

ist gegenüber der harmonischen Analyse sehr viel einfacher, da an die Stelle der Multiplikation mit transzendenten Zahlen eine einfache Vorzeichenumkehr tritt. In Verallgemeinerung des Begriffes „Frequenz“ ist von HARMUTH [5] der Begriff „Sequenz“ eingeführt worden.

Die Transformation der Pulscurven soll zeigen, ob im Sequenzbereich eine ausreichende Beschreibung und Auswertung möglich ist. Dazu wird ein Rechnerprogramm zur schnellen Walsh-Transformation eingesetzt.

Zur Theorie der Walshfunktionen

In Abb. 1 sind die ersten 16 Walsh-Funktionen dargestellt. Sie sind im Einheitsintervall (0,1) definiert und können nur die Werte +1 bzw. -1 annehmen. Bezeichnet werden sie mit $\text{wal}(i, \Theta)$, wobei die unabhängige Variable Θ die normierte Zeit bedeutet, i gibt die Anzahl der Nulldurchgänge im Einheitsintervall an, $i/2$ wird als Sequenz bezeichnet.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, die Walsh-Funktionen zu definieren [5, 6]; eine Möglichkeit ist, sie aus dem Vorzeichen eines Produktes trigonometrischer Funktionen zu entwickeln [7]. Das geschieht nach folgender Gleichung:

$$\text{wal}(i, \Theta) = \text{sign} \left[(\sin 2\pi \Theta)^{i_0} \prod_{k=1}^n (\cos 2^k \pi \Theta)^{i_k} \right]$$

wobei k die binäre Darstellung von i bedeutet,

$$i = \sum_{k=0}^n 2^k \cdot i_k,$$

i_k nimmt dabei den Wert 0 oder 1 an.

Als Beispiel sei die Bestimmung der Funktion $\text{wal}(5, \Theta)$ angegeben:

$$i = 5 = 101, \quad i_2 = 1, \quad i_1 = 0, \quad i_0 = 1,$$

$$\text{wal}(5, \Theta) = \text{sign}(\sin 2\pi \Theta \cdot \cos 4\pi \Theta).$$

Die multiplikative Verknüpfung der Vorzeichen ist in Abb. 2 dargestellt.

Analog zum harmonischen Funktionssystem unterscheiden wir auch beim Walsh-Funktionssystem zwischen geraden und ungeraden Funktionen. Die geraden Walsh-Funktionen werden mit $\text{cal}(i, \Theta)$ und die ungeraden mit $\text{sal}(i, \Theta)$ bezeichnet.

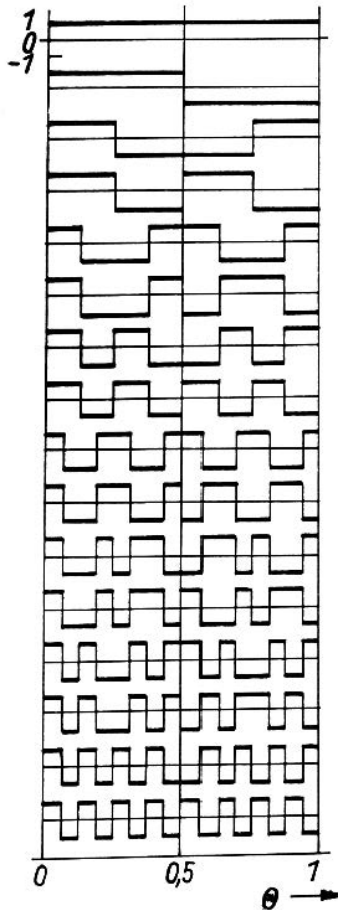
Die Walsh-Funktionen sind ein orthogonales, normales und vollständiges Funktionssystem. Deshalb ist es möglich, jedes beliebige Zeitsignal in eine Walsh-Reihe zu entwickeln:

$$f(\Theta) = a(0) \text{wal}(0, \Theta) + \sum_{i=1}^{\infty} [a_e(i) \text{cal}(i, \Theta) + a_s(i) \text{sal}(i, \Theta)].$$

Die Koeffizienten der Walsh-Reihe lassen sich nach den folgenden Beziehungen berechnen:

$$a(0) = \int_0^1 f(\Theta) d\Theta \quad a_s(i) = \int_0^1 f(\Theta) \text{sal}(i, \Theta) d\Theta \quad a_e(i) = \int_0^1 f(\Theta) \text{cal}(i, \Theta) d\Theta.$$

Die Gesamtheit der Walsh-Koeffizienten bildet das sogenannte Sequenzspektrum, das die spektrale Zerlegung der Zeitfunktion in Walsh-Komponenten angibt.



◀ Abb. 1. Die ersten 16 Walsh-Funktionen

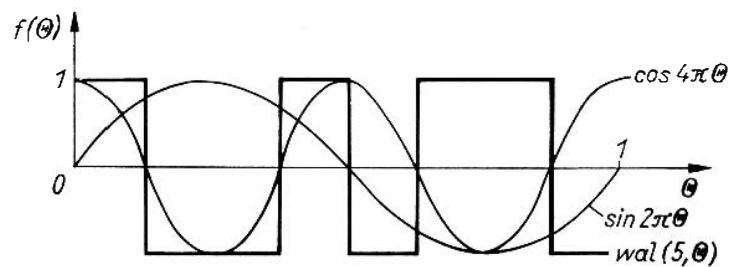


Abb. 2. Erzeugung der Funktion $wal(5, \Theta)$ über das Produkt der trigonometrischen Funktionen

Wird eine unendliche Anzahl von Koeffizienten in Betracht gezogen, muß der Informationsgehalt des Spektrums gleich dem des Zeitsignals sein.

Werden von den a berechneten Koeffizienten nur die b größten ($a > b$) zur Beschreibung der Ausgangsfunktion gewählt, kann eine erhebliche Datenreduktion vorgenommen werden. Dabei muß b so bestimmt werden, daß der Informationsverlust vernachlässigbar ist.

Material und Methoden

Es sind 80 Karotis-Pulskurven analysiert worden. Die Berechnung der Koeffizienten erfolgte mit einem Fortran-Programm auf der Besm-6. Dieses Programm arbeitet nach dem Algorithmus zur Berechnung der schnellen Walsh-Transformation nach Andrews-Kane-Pratt. Es benötigt — wie auch die schnelle Fouriertransformation — genau 2^n diskrete Werte der Zeitfunktion. Die Zahl der berechneten Koeffizienten ist immer gleich der Zahl der Abtastwerte.

Von 64 Koeffizienten wurden die größten 32, 16 bzw. 8 ausgewählt, um damit wieder eine Synthese der Pulscurve vorzunehmen. Die Berechnung der Synthesen gibt die Möglichkeit, den Fehler anzugeben, der durch die Vernachlässigung der Koeffizienten höherer Ordnung entsteht. Außerdem ist durch einen Vergleich der synthetisierten Kurve mit der Originalpulscurve eine Aussage darüber möglich, welche Merkmale im Spektrum erfaßt worden sind.

Die Erfassung der Pulsfrequenz blieb bei den Untersuchungen unberücksichtigt, die Zeitbasis der Walsh-Funktionen wurde immer mit der Periodenlänge der Pulscurve gleichgesetzt. Die Pulsspektren wurden nach folgenden Gesichtspunkten ausgewertet:

- Vergleich der Abtastraten;
- Vergleich der Synthesen mit verschiedenen Koeffizientenzahlen;
- Vergleich der normalen und pathologischen Spektren;
- Vergleich der Ruhepulskurven mit Belastungskurven.

Da die Pulskurven im allgemeinen mit einer willkürlichen Verstärkung registriert werden (die unterschiedliche Wandlerapplikation, ihre zeitliche Stabilität und der Einfluß des Probanden lassen eine Aussage über absolute Druckwerte kaum zu), sind alle Spektren auf einen Koeffizienten (K_0) normiert worden. Erst dadurch wird auch ein quantitativer Vergleich möglich. Bei der Beurteilung der Pulskurven wurden die Formkriterien nach GADERMANN und JUNGEMANN [8] herangezogen.

Ergebnisse

Vergleich der Abtastraten

In Abb. 3 sind Spektren einer normalen Pulskurve mit 16, 32, 64 und 128 berechneten Koeffizienten dargestellt. Der Vergleich dieser Spektren ermöglicht eine Schlußfolgerung hinsichtlich einer optimalen Abtastrate. Es ist zu erkennen, daß die Relationen zwischen den einzelnen Koeffizienten immer erhalten bleiben; die Koeffizienten höherer Ordnung sind von K_{31} an so klein ($<5\%$), daß sie vernachlässigt werden können. Daraus folgt, daß eine Abtastrate von 32 für die Darstellung der Pulskurve im Sequenzspektrum ausreichend ist.

Vergleich der Synthesen mit verschiedenen Koeffizientenzahlen

Aus der Darstellung der Synthesen mit 8, 16, 32 und 64 Koeffizienten (Abb. 4) ersieht man, daß der Unterschied zwischen der Originalkurve und der mit 64 Ko-

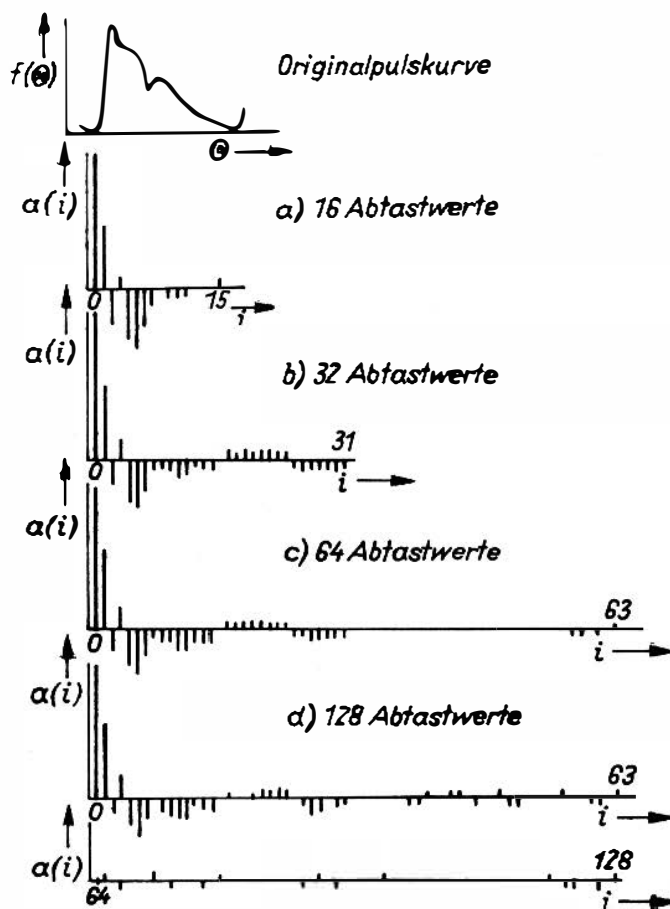


Abb. 3

Abb. 3. Pulsspektren bei verschiedenen Abtastraten

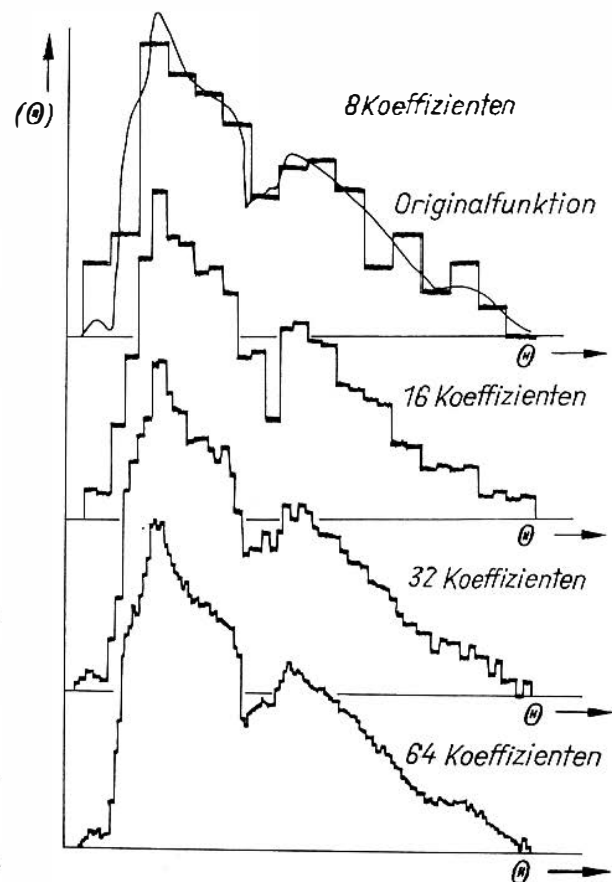


Abb. 4

Abb. 4. Synthetisierte Pulskurven

effizienten synthetisierten sehr gering ist. Der charakteristische Zeitverlauf ist noch voll erhalten geblieben. Die Synthese mit 32 Koeffizienten weist gegenüber der Normalkurve schon einige Unebenheiten auf, die aber noch als unbedeutend angesehen werden können. Sogar bei Verwendung von nur 16 Koeffizienten ist der Verlauf der analogen Zeitfunktion noch gut erkennbar. Erst bei der Synthese mit 8 Koeffizienten ist die Näherung nur grob.

Der Unterschied zwischen der originalen und der synthetisierten Pulskurve kann mit der mittleren quadratischen Abweichung erfaßt werden. Für das Beispiel nach Abb. 4 ergeben sich folgende Werte:

Synthesekoeffizientenzahl	64	32	16	8
mittlere quadratische Abweichung	0,022	0,058	0,133	0,217

Vergleich zwischen normalen und pathologischen Spektren

Dieser Vergleich wurde wie folgt vorgenommen: Von den ersten 30 Koeffizienten 8 normaler Pulskurven sind die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet worden. Da die Zahl der Stichproben nur klein war, mußten die Freiheitsgrade berücksichtigt werden, d. h., das Vertrauensintervall wurde nach den Werten der t -Verteilung ermittelt. Der Nachweis der symmetrischen Verteilung der Grundgesamtheit erfolgte grafisch auf Wahrscheinlichkeitspapier. Nach der t -Verteilung erhält man das 95-%-Konfidenzintervall durch Multiplikation der Standardabweichung mit 2,0. Als Ergebnis entstand eine gemittelte Normalkurve mit unterschiedlichen Streuungen für die einzelnen Koeffizienten. Damit sind für alle verwendeten Spektralanteile die oberen und unteren Grenzwerte bekannt. Das Ergebnis ist in Abb. 5 dargestellt.

Die auf diese Weise gewonnene Normalkurve ermöglichte eine Klassifizierung der Spektren aller Pulskurven unter dem Aspekt „normal/pathologisch“. Bei der Klassifizierung wurde iterativ verfahren, d. h., zuerst wurde eine Entscheidung mit nur 8 Koeffizienten vorgenommen, dann mit 16 und in der dritten Stufe mit 30. Das Ergebnis für 63 Pulskurven zeigt Tabelle 1. Von insgesamt 63 Pulskurven (12 normal und 51 pathologisch) sind 59 richtig klassifiziert worden, das entspricht 93%. Es ist auch möglich, eine Unterscheidung der pathologischen Spektren unter-

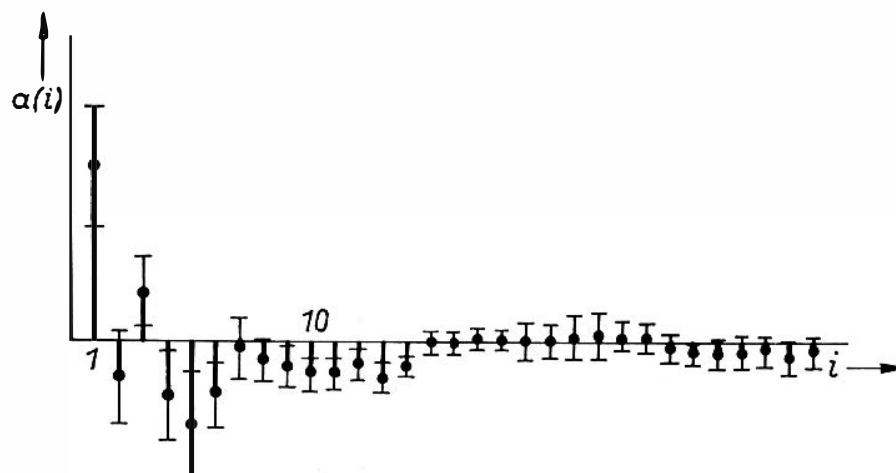


Abb. 5. Gemitteltes normales Pulsspektrum mit Vertrauensbereichen (95%) für die ersten 30 Koeffizienten

Tabelle 1

Klassifizierung der Pulscurven in die Kategorien „normal“ und „pathologisch“ anhand der gemittelten Normalkurve

Klassifizierung mit	normal	davon falsch	pathologisch	%
$K_0 - K_8$	25	13	38	74,51
$K_0 - K_{16}$	17	5	46	90,19
$K_0 - K_{30}$	16	4	47	92,15

einander zu treffen. Geht man von den aus der Literatur bekannten Pulsqualitäten aus [8], lassen sich diesen Merkmalen Sequenzspektren zuordnen.

Weitere Untersuchungen müssen zeigen, wie aufwendig die Berücksichtigung aller Merkmalskombinationen ist.

Vergleich der Ruhepulscurven mit Belastungskurven

Von den Ergebnissen der Belastungsuntersuchungen sollen hier nur die der physischen Belastung vorgestellt werden (Fahrradergometer).

Abb. 6 zeigt den Ablauf des Belastungsversuchs. Von den während des Belastungsprogramms aufgezeichneten Pulscurven sind von 11 Spektren der drei Phasen (vor, während, nach Belastung) Mittelwerte und Streuungen berechnet und statistisch verglichen worden. Den Verlauf der Mittelwerte von 5 Koeffizienten während der Belastung zeigt Abb. 7.

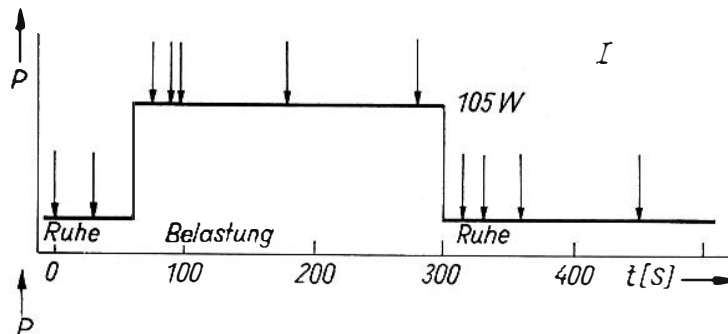


Abb. 6. Programm für einen Belastungsversuch

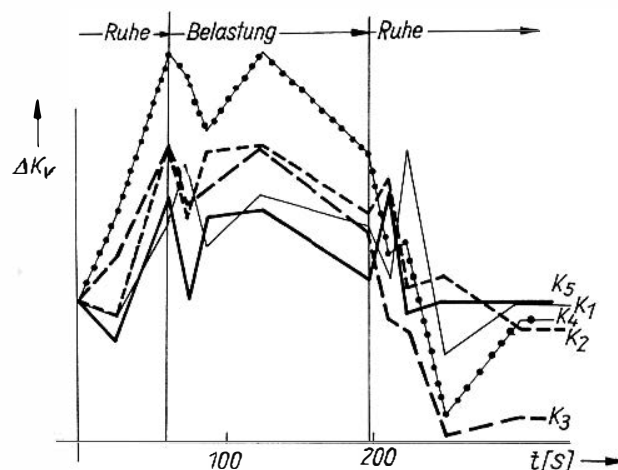


Abb. 7. Mittelwertänderungen der ersten 5 Koeffizienten bei Belastung

Die statistische Prüfung ergab, daß sich die Spektren der Pulskurven während der Belastung von denen vor und nach Belastung signifikant unterscheiden ($p < 1\%$).

Diskussion

Aus den dargestellten Ergebnissen geht hervor, daß anhand der Walsh-Spektren von Pulskurven eine Klassifizierung zwischen normalen und pathologischen Kurven mit einer vom Aufwand abhängigen Genauigkeit möglich ist. Durch die Berechnung größerer Serien und unter Berücksichtigung spezifischer Einflußgrößen [9] kann die hier angegebene gemittelte Normalkurve weiter verbessert werden. Erst speziellere Untersuchungen können zeigen, inwieweit eine Klassifizierung der pathologischen Kurven untereinander möglich ist. Wird die Pulskurve mit 32 Abtastwerten erfaßt, ist dies für eine Darstellung im Sequenzbereich ausreichend.

Somit kann man die Walsh-Analyse statt mit einem Rechner auch mit speziell dafür entwickelten Geräten [10] durchführen. Dadurch wäre der große Vorteil einer Echtzeitanalyse gegeben.

Die Ergebnisse des Belastungsversuchs zeigen, daß die Walsh-Koeffizienten als Kennwerte der sich unter Belastung ändernden Pulskurve dienen können.

Grundsätzlich ist die hier vorgestellte Methode nicht auf die Auswertung der Pulskurve beschränkt, sondern auch auf andere biomedizinische Zeitfunktionen anwendbar.

Literatur

- [1] GROSSMANN, K., E. P. RITTER u. H. ROLKA: Dte GesundhWes. **30**, 2491 (1975)
- [2] SCHUBERT, D.: Medizintechn. Versorg. **8**, 171 (1972)
- [3] DIETSCH, G.: Pflügers Arch. ges. Physiol. **230**, (1932)
- [4] FROME, L., u. E. L. FREDERICKSON: Comput. biomed. Res. **7**, 421 (1974)
- [5] HARMUTH, H. F.: Transmission of Information by Orthogonal Functions. Springer, New York 1972
- [6] WALSH, J. L.: J. Math. **45**, 5 (1923)
- [7] ROSS, I., u. J. KELLY: Proceedings of the 1972 Symposium on Applications of Walsh Functions. Washington 1972, 359
- [8] GADERMANN, H., u. W. JUNGEMANN: Klinische Arterienpulsschreibung. Barth, Leipzig 1964
- [9] DEBERSDORFF, J. K.: Dte GesundhWes. **28**, 1153 (1973)
- [10] GARSTECKI, D.: Aufbau eines Walshanalysators. Diplomarbeit, Sektion Elektronik der Humboldt-Universität, Berlin 1975

Anschrift der Verfasser: Dr.-Ing. B. MEFFERT, Humboldt-Universität Berlin, Sektion Elektronik, DDR — 1136 Berlin, Hans-Loch-Straße 349

Summary

B. MEFFERT and D. SCHUBERT: Evaluation of pulse curves using the Walsh analysis

A method for classification of medical data using the Walsh transformation is demonstrated.

The Walsh spectrum was obtained by the algorithm of Andrews-Kane-Pratt. The spectral points were used to declare the signals normal or abnormal. The example described in this paper shows that in the case of pulse wave the classification is successful in 93 percent.